

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



0300

PATENT APPLICATION  
Attorney Docket No: 8707.2137  
142-CaptureHead

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants : Pascal PONS et al.  
Application No. : 10/073,095  
Filed : February 8, 2002  
For : STIMULATION CIRCUITS FOR A  
CYCLE TO CYCLE STIMULATION  
THRESHOLD CAPTURE FOR AN  
ACTIVE IMPLANTABLE MEDICAL  
DEVICE SUCH AS A PACEMAKER,  
DEFIBRILLATOR AND/OR  
CARDIOVERTOR OR A MULTISITE  
DEVICE  
Group Art No. : 3762  
Examiner : not yet known

New York, New York  
March 27, 2002

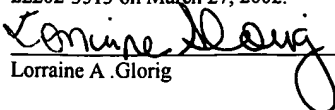
Commissioner for Patents  
2900 Crystal Drive  
Arlington, VA 22202-3513

**TRANSMITTAL OF CERTIFIED COPY**

Sir:

Transmitted herewith for filing in the above-identified application is a certified copy of French Patent Application No. 01 01797, filed February 9, 2001. This copy is certified by Martine Planche on behalf of the Directeur général de l'Institut national de la Propriété Industrielle for the French Republic.

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service as first class mail in an envelope addressed to: Commissioner for Patents, 2900 Crystal Drive, Arlington, VA 22202-3513 on March 27, 2002.

  
Lorraine A. Glorig

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

Applicants claim priority from this French application under 35 U.S.C. §119 and in accordance with the articles of the Paris Convention for the Protection of Industrial Property and other international treaties and convention.

Respectfully submitted

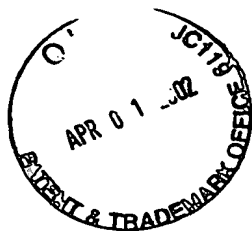


---

Robert M. Isackson  
Reg. No. 31,110  
Attorney for Applicants  
Orrick, Herrington & Sutcliffe LLP  
666 Fifth Avenue  
New York, New York 10103  
Tel: 212-506-5280  
Fax: 212-506-5151

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



# BREVET D'INVENTION

## CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

### COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 13 FEV. 2002

Pour le Directeur général de l'Institut  
national de la propriété industrielle  
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT  
NATIONAL DE  
LA PROPRIÉTÉ  
INDUSTRIELLE

SIEGE  
26 bis, rue de Saint Petersburg  
75800 PARIS cedex 08  
Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04  
Télécopie : 33 (1) 42 93 59 30  
[www.inpi.fr](http://www.inpi.fr)

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



Réservé à l'INPI

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 260899

REMISE DES PIÈCES  
DATE

JEU 9 FEV 2001

N° D'ENREGISTREMENT 75 INPI PARIS

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE

PAR L'INPI

0101797

09 FEV. 2001

Vos références pour ce dossier

(facultatif) 195-E 51565-FR cas 99

**1** NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE  
À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉEDominique Dupuis-Latour  
Avocat à la Cour  
Cabinet Bardehle, Pagenberg, Dost,  
Altenburg, Geissler, Isenbruck  
14, boulevard Malesherbes  
75008 PARIS

Confirmation d'un dépôt par télécopie

☐ N° attribué par l'INPI à la télécopie**2** NATURE DE LA DEMANDE

Cochez l'une des 4 cases suivantes

Demande de brevet

☒

Demande de certificat d'utilité

☐

Demande divisionnaire

☐

Demande de brevet initiale

N°

Date / /

ou demande de certificat d'utilité initiale

N°

Date / /

Transformation d'une demande de  
brevet européen☐

Demande de brevet initiale

N°

Date / /

**3** TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)

Dispositif médical implantable actif, notamment stimulateur cardiaque, défibrillateur et/ou cardiovertteur ou dispositif multisite, avec test de capture cycle à cycle.

**4** DÉCLARATION DE PRIORITÉ

OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE

LA DATE DE DÉPÔT D'UNE

DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE

Pays ou organisation

Date / /

N°

Pays ou organisation

Date / /

N°

Pays ou organisation

Date / /

N°

☐ S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utiliser l'imprimé «Suite»**5** DEMANDEUR☐ S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utiliser l'imprimé «Suite»

Nom ou dénomination sociale

ELA MEDICAL

Prénoms

Forme juridique

Société Anonyme

N° SIREN

Code APE-NAF

Adresse

Rue

98 rue Maurice Arnoux

Code postal et ville

92541

MONTROUGE

Pays

FRANCE

Nationalité

FRANCAISE

N° de téléphone (facultatif)

N° de télécopie (facultatif)

Adresse électronique (facultatif)

Réservée à l'INPI

REMISE DES PIÈCES  
DATE

LIEU **9 FEV 2001**

N° D'ENREGISTREMENT **75 INPI PARIS**

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

**0101797**

DB 540 W / 260899

**Vos références pour ce dossier :**  
(facultatif)

**195-E 51565-FR cas 99**

**6 MANDATAIRE**

Nom

Dupuis-Latour

Prénom

Dominique

Cabinet ou Société

Cabinet Bardehle, Pagenberg, Dost,  
Altenburg, Geissler, Isenbruck

N° de pouvoir permanent et/ou  
de lien contractuel

PG OU 159

Adresse

Rue

14, boulevard Malesherbes

Code postal et ville

75008

PARIS

N° de téléphone (facultatif)

01 53 05 15 00

N° de télécopie (facultatif)

01 53 05 15 05

Adresse électronique (facultatif)

**7 INVENTEUR (S)**

Les inventeurs sont les demandeurs

☐ Oui

☒ Non Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée

**8 RAPPORT DE RECHERCHE**

Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)

Établissement immédiat  
ou établissement différé

☒ Oui

☐ Non

Paiement échelonné de la redevance

Paiement en trois versements, uniquement pour les personnes physiques

☐ Oui

☒ Non

**9 RÉDUCTION DU TAUX  
DES REDEVANCES**

Uniquement pour les personnes physiques

☐ Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition)

☐ Requête antérieurement à ce dépôt (joindre une copie de la décision d'admission  
pour cette invention ou indiquer sa référence) :

Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite»,  
indiquez le nombre de pages jointes

**10 SIGNATURE DU DEMANDEUR  
OU DU MANDATAIRE**  
(Nom et qualité du signataire)

Dominique Dupuis-Latour  
Avocat à la Cour

VISA DE LA PRÉFECTURE  
OU DE L'INPI

*LOWTE*

L'invention concerne les "dispositifs médicaux implantables actifs" tels que définis par la directive 90/385/CEE du 20 juin 1990 du Conseil des communautés européennes, plus précisément les dispositifs stimulateurs cardiaques, défibrillateurs et/ou cardioverters permettant de délivrer au cœur des impulsions électriques de faible énergie pour le traitement des troubles du rythme cardiaque.

Elle concerne plus particulièrement l'ajustement de l'amplitude (niveau de tension) des impulsions de stimulation au cours du temps.

Le niveau de stimulation des cavités cardiaques (ventriculaires ou auriculaires) est une valeur typiquement comprise entre 1,5 et 7,5 V, ajustable par pas de 0,5 V. Cette amplitude doit bien entendu être suffisamment élevée pour provoquer la dépolarisation de la cavité myocardique ; il faut cependant éviter des valeurs trop élevées pour ménager la durée de vie de la pile, car l'énergie de stimulation appliquée au myocarde, et donc la consommation correspondante du dispositif, est proportionnelle au carré de l'amplitude (et également à la durée) de l'impulsion.

Le test du seuil d'efficacité de la stimulation ou "test de capture" peut être effectué à intervalles réguliers, par exemple toutes les six heures, par mise en œuvre d'un algorithme de test automatique décrit notamment dans le WO-A-93/02741 (Ela Médical). L'amplitude des impulsions de stimulation est ensuite ajustée sur la base du seuil de capture ainsi mesuré, avec une marge de sécurité importante : le niveau ajusté est typiquement le double de la valeur du seuil de capture, entre un minimum (typiquement 1,5 V) et un maximum (typiquement 5 V).

Une autre technique – à laquelle se rapporte la présente invention – consiste à opérer un test de capture "cycle à cycle", c'est-à-dire à examiner à chaque cycle cardiaque si la stimulation a été efficace ou non.

À cet effet, la tension de stimulation est maintenue proche de la tension pour laquelle il n'y a plus de capture. En cas d'élévation du seuil de capture du patient, l'absence de capture est détectée dans les 63 ms (typiquement) qui suivent la stimulation inefficace.

Cette détection de perte de capture entraîne deux conséquences :

– à la prochaine stimulation, le niveau de la tension de stimulation sera accrue d'un pas, pour compenser l'élévation du seuil de capture du patient,

- mais surtout, une contre-stimulation à énergie plus importante doit être appliquée immédiatement (c'est-à-dire au bout des 63 ms suivant la stimulation inefficace), afin de compenser sans attendre l'absence de dépolarisation du myocarde.
- 5 Cette technique est particulièrement avantageuse, car elle permet de s'affranchir de la marge de sécurité importante qui était retenue lorsque le seuil de capture était mesuré seulement à intervalles périodiques, par exemple toutes les six heures. La durée de vie de la pile peut ainsi être allongée de façon substantielle.
- 10 Toutefois, la nécessité de délivrer une contre-stimulation beaucoup plus fréquemment peut perturber le fonctionnement du stimulateur et induire une surconsommation risquant de réduire, finalement, les avantages escomptés par la mise en œuvre de cette technique de capture cycle à cycle.
- 15 De plus, il est indispensable de ne pas retarder la contre-stimulation, car un tel retard créerait un risque physiologique pour le patient.
- L'un des buts de la présente invention est de proposer une nouvelle configuration des circuits de stimulation permettant d'éviter ces risques lors de la mise en œuvre d'une technique où la capture est testée cycle à cycle, c'est-à-dire où la tension de stimulation est maintenue proche de la
- 20 tension pour laquelle il n'y a plus de capture.
- A cet effet, la présente invention propose un dispositif médical implantable actif du type générique précité, c'est-à-dire comportant au moins un étage de stimulation d'une cavité cardiaque avec :
- 25 un condensateur de sortie ; un circuit de charge de ce condensateur à une tension de stimulation prédéterminée, proche du seuil d'efficacité de stimulation du patient porteur du dispositif ; des premiers moyens commutateurs, aptes à relier ce condensateur à une borne de stimulation du dispositif, elle-même reliée à une électrode de stimulation ; des moyens de test de capture, aptes
- 30 à déterminer, après délivrance d'une stimulation, si celle-ci a été efficace ou si, au contraire, il y a eu perte de capture ; des moyens de réajustement de la tension de stimulation en fonction du résultat du test de capture ; et des moyens de délivrance d'une contre-stimulation après test de capture si le résultat de ce test révèle une perte de capture.
- 35 Selon l'invention, les moyens de délivrance d'une contre-stimulation inclu-

ent des moyens condensateurs supplémentaires et des seconds moyens commutateurs, aptes à relier ces moyens condensateurs supplémentaires à ladite borne de stimulation du dispositif.

5 Dans un premier mode de réalisation, les moyens condensateurs supplémentaires comprennent un condensateur spécifique, distinct dudit condensateur de sortie, et le circuit de charge est également apte à charger ce condensateur spécifique à une tension de contre-stimulation supérieure à ladite tension de stimulation.

10 Dans un second mode de réalisation, les moyens condensateurs supplémentaires incluent un condensateur additionnel, le circuit de charge est également apte à charger séparément ce condensateur additionnel, et les seconds moyens commutateurs sont des moyens aptes à relier en série le condensateur de sortie et le condensateur additionnel pendant la délivrance de la contre-stimulation.

15 Dans l'un ou l'autre cas, s'il est prévu au moins deux étages de stimulation distincts, ledit condensateur spécifique ou additionnel peut être avantageusement un condensateur de sortie appartenant à un second étage autre que ledit étage de stimulation, par exemple des étages respectifs auriculaire/ventriculaire droit, auriculaire/ventriculaire gauche, ventriculaire droit/ventriculaire gauche, ou inversement.

20 Le second mode de réalisation peut en particulier être obtenu par une configuration dans laquelle :

- une première armature du condensateur de sortie est reliée à la fois à une première sortie du circuit de charge et à un premier commutateur
- 25 relié par ailleurs sélectivement à une première borne de stimulation,
- la seconde armature du condensateur de sortie est reliée à un deuxième commutateur relié par ailleurs sélectivement à la masse,
- une première armature du condensateur additionnel est reliée à la fois à une seconde sortie du circuit de charge et à un troisième commutateur
- 30 relié par ailleurs sélectivement à une seconde borne de stimulation, et
- un quatrième commutateur relie sélectivement la seconde armature du condensateur de sortie et la première armature du condensateur additionnel.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description détaillée ci-dessous, faite en référence aux dessins annexés.

La figure 1 illustre un premier mode de réalisation de l'invention.

5 La figure 2 illustre un second mode de réalisation de l'invention.

◇

10 Sur la figure 1, la référence 10 désigne l'étage de sortie d'un générateur de stimulateur cardiaque.

L'impulsion de stimulation est obtenue par décharge d'un condensateur CETS1, référencé 12, amené à une tension de charge V1 par un circuit de charge 14. Ce circuit de charge 14 est généralement constitué d'un multiplicateur de tension qui peut générer une tension continue multiple  
15 de la tension de la pile d'alimentation (non représentée) du stimulateur. La charge est régulée afin d'être arrêtée quand la tension programmée V1 est atteinte. La tension V1 est généralement comprise entre 1,0 et 7,5 V, ajustable par pas de 0,5 V. La capacité du condensateur 12 est généralement de 10  $\mu$ F.

20 L'énergie accumulée dans le condensateur 12 est transférée vers une borne de sortie CATH, référencée 16, du stimulateur, par exemple reliée à l'électrode distale d'une sonde de stimulation auriculaire ou ventriculaire. La décharge est commandée par la mise en conduction d'un transistor 18 dont la grille est commandée par la borne STIM1, référencée 22, via un  
25 condensateur de liaison CTS, référencé 20, typiquement de capacité 10  $\mu$ F. Ce condensateur 20, outre sa fonction consistant à empêcher la création d'un courant continu, a aussi pour rôle de protéger le patient contre un éventuel courant continu en cas de défaillance des transistors de stimulation, comme le transistor 18.

30 Après stimulation, le condensateur 20 (qui s'est chargé pendant la stimulation) est déchargé par mise à la masse en rendant conducteur le transistor 24 dont la grille est commandée par la borne OCD (*Output Capacitor Discharge*), référencée 26. La résistance 28, typiquement de 20 k $\Omega$ , permet d'achever la décharge du condensateur 20 après l'ouverture  
35 du transistor 24, et également d'assurer une compensation des courants

de fuite dans le circuit.

Avec cette seule configuration, si l'on fonctionnait en "capture cycle à cycle", c'est-à-dire avec une tension de stimulation proche de la tension pour laquelle il n'y a plus de capture, pour déclencher une contre-stimulation à énergie plus importante il serait nécessaire de recharger le condensateur 12 pendant les 63 ms suivant la stimulation, et donc opérer cette charge à chaque cycle, par sécurité : en effet, il n'est pas souhaitable de retarder la contre-stimulation pour permettre un complément de charge du condensateur 12 après détection d'une stimulation inefficace, car ceci perturberait le fonctionnement du stimulateur.

L'invention propose de compléter cette configuration, en elle-même connue, par le circuit compris dans le cadre en tirets 30, afin de pouvoir, en cas de perte de capture, appliquer immédiatement une contre-stimulation à énergie plus importante et sans surconsommation inacceptable.

Plus précisément, l'invention propose de rajouter un condensateur CETS2, référencé 32, chargé en permanence à une tension supérieure à celle, V1, du condensateur 12. Cette tension de charge V2 est avantageusement délivrée par le même circuit 14 que celui servant à produire la tension V1 de charge du condensateur 12.

Ce condensateur 32 sert seulement à délivrer la contre-stimulation et, tant que la capture est efficace, il est simplement maintenu à sa tension de charge nominale V2, n'entraînant ainsi qu'une surconsommation négligeable (courant de fuite).

En revanche, en cas de perte de capture, le condensateur 32 est déchargé vers la borne 16 pour assurer la contre-stimulation, par fermeture du transistor 34 commandée par la borne STIM2, référencée 36. Le condensateur 32, étant chargé en permanence, est immédiatement prêt à assurer son rôle, de sorte que la contre-stimulation pourra être appliquée sans délai à la fin de l'intervalle de détection de l'absence de capture.

Comme le condensateur 12, le condensateur 32 de contre-stimulation est déchargée dans la borne 16 via le condensateur de liaison 20, qui sera déchargé par le transistor 24 et la résistance 28 après la contre-stimulation, de la même manière qu'après une stimulation normale.

Dans le premier mode de réalisation que l'on vient de décrire en référence à la figure 1, le condensateur de contre-stimulation 32 est un con-

densateur dédié, spécifique à cette fonction.

Dans un but notamment de réduction des coûts, le rôle de ce condensateur dédié peut être joué par un condensateur existant au sein du stimulateur, dès lors que la tension aux bornes y est supérieure à celle du condensateur de stimulation 12.

5 Ce condensateur existant peut être notamment celui d'un autre étage de stimulation, tel que l'étage de stimulation ventriculaire gauche, de l'étage de stimulation auriculaire ou de tout autre étage de stimulation disponible, tout particulièrement dans les dispositifs multisite, dès lors que ce condensateur ne doit pas être utilisé simultanément à d'autres fins.

10 La figure 2 illustre un autre mode de réalisation, selon ce principe. L'étage de stimulation double 40 comporte deux condensateurs de stimulation CETS1 et CETS2, référencés respectivement 12 et 32, chargés de la manière que l'on indiquera plus bas par un circuit de charge 14 susceptible de générer des tensions correspondantes V1 et V2.

15 La décharge peut être opérée sur deux bornes de sortie CATH1 et CATH2; référencées respectivement 16 et 16'.

La décharge sur la borne 16 est opérée par fermeture des transistors 18 et 42 (pour amener à la masse l'armature opposée du condensateur 12),  
20 commandés par application de signaux de commande sur les bornes correspondantes STIM1 et STIM2, référencées 22 et 44. La décharge sur la borne 16' est opérée par fermeture du transistor 18', commandé par application d'un signal de commande sur la borne correspondante STIM4, référencée 22'.

25 Les courants de décharge sont appliqués aux bornes 16 et 16' via des condensateurs de liaison CTS1 et CTS2, référencés 20 et 20' (par simplification, les transistors et résistances permettant de gérer la décharge des condensateurs de liaison 20 et 20' après stimulation ou contre-stimulation n'ont pas été représentés – ces composants sont identiques aux composants référencés 24, 26 et 28 de la figure 1).

30 La borne 16 étant reliée à l'électrode de stimulation du ventricule droit, la borne 16' est par exemple reliée à l'électrode de stimulation du ventricule gauche, ou d'une oreillette.

Des transistors 42 et 46, commandés par des bornes respectives STIM2 et STIM3, référencées 44 et 48, permettent de relier ensemble les con-

35



densateurs 12 et 32 de manière à les utiliser soit isolément, soit en série pour additionner les tensions à leurs bornes.

Le transistor 42 est monté entre l'une des armatures du condensateur 12 (opposée à celle reliée au transistor de décharge 18) et la masse.

5 Le transistor 46 est monté entre cette même armature du condensateur 12 et l'armature du condensateur 32 reliée au transistor de décharge 18', l'autre armature du condensateur 32 étant reliée directement à la masse.

Les transistors 18, 18', 42 et 46 sont commandés de la manière suivante selon que l'on souhaite charger l'un ou l'autre des condensateurs, ou bien  
10 décharger l'un ou l'autre des condensateurs, ou encore appliquer une contre-stimulation (dans l'explication qui suit on suppose, lorsque cela n'est pas précisé, que les transistors sont tous à l'état bloquant, c'est-à-dire en circuit ouvert) :

- 1) charge du condensateur 12 par le circuit 14 à la tension V1 : fermeture  
15 (mise en conduction) du transistor 42 ;
- 2) charge du condensateur 32 par le circuit 14 à la tension V2 : tous les transistors (notamment le transistor 46) restent ouverts ;
- 3) stimulation à tension V1 sur la borne 16 : fermeture des transistors 18 et 42 (le transistor 46 restant ouvert) de manière à permettre la dé-  
20 charge du condensateur 12 chargé à la tension V1 ;
- 4) application d'une contre-stimulation sur perte de capture : fermeture des transistors 18 et 46 (le transistor 42 restant ouvert), ce qui a pour effet de mettre en série les condensateurs 12 et 32 et ainsi d'appliquer  
25 à la borne 16 les tensions cumulées de V1 et V2, grâce à l'énergie ad-  
ditionnelle accumulée à la tension V2 dans le condensateur 32 ;
- 5) stimulation à tension V2 sur la borne 16' : fermeture du transistor 18' (le transistor 46 restant ouvert) de manière à permettre la décharge du condensateur 32 chargé à la tension V2.

**REVENDECATIONS**

1. Un dispositif médical implantable actif, notamment un stimulateur cardiaque, défibrillateur et/ou cardiovertteur ou dispositif multisite, comportant
- 5 au moins un étage de stimulation d'une cavité cardiaque, cet étage de stimulation comprenant :
- un condensateur de sortie (12),
  - un circuit (14) de charge de ce condensateur à une tension (V1) de stimulation prédéterminée, proche du seuil d'efficacité de stimulation

10 du patient porteur du dispositif,

  - des premiers moyens commutateurs (18), aptes à relier ce condensateur à une borne de stimulation (16) du dispositif, elle-même reliée à une électrode de stimulation,
  - des moyens de test de capture, aptes à déterminer, après délivrance

15 d'une stimulation, si celle-ci a été efficace ou si, au contraire, il y a eu perte de capture,

  - des moyens de réajustement de la tension de stimulation en fonction du résultat du test de capture, et
  - des moyens de délivrance d'une contre-stimulation après test de cap-

20 ture si le résultat de ce test révèle une perte de capture,

dispositif caractérisé en ce que les moyens de délivrance d'une contre-stimulation incluent :

    - des moyens condensateurs supplémentaires (32), et
    - des seconds moyens commutateurs (34), aptes à relier ces moyens

25 condensateurs supplémentaires à ladite borne de stimulation (16) du dispositif.

2. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel :

    - lesdits moyens condensateurs supplémentaires comprennent un condensateur spécifique (32), distinct dudit condensateur de sortie (12), et

30 – le circuit de charge (14) est également apte à charger ce condensateur spécifique à une tension (V2) de contre-stimulation supérieure à ladite tension de stimulation.

35 3. Le dispositif de la revendication 2, dans lequel il est prévu au moins

deux étages de stimulation distincts, et dans lequel ledit condensateur spécifique (32) est un condensateur de sortie appartenant à un second étage autre que ledit étage de stimulation.

- 5 4. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel :
- lesdits moyens condensateurs supplémentaires incluent un condensateur additionnel (32),
  - le circuit de charge (14) est également apte à charger séparément ce condensateur additionnel, et
  - 10 – les seconds moyens commutateurs sont des moyens (42, 46) aptes à relier en série le condensateur de sortie (12) et le condensateur additionnel (32) pendant la délivrance de la contre-stimulation.
5. Le dispositif de la revendication 4, dans lequel :
- 15 – une première armature du condensateur de sortie (12) est reliée à la fois à une première sortie (V1) du circuit de charge (14) et à un premier commutateur (18) relié par ailleurs sélectivement à une première borne de stimulation (16),
  - la seconde armature du condensateur de sortie (12) est reliée à un
  - 20 deuxième commutateur (42) relié par ailleurs sélectivement à la masse,
  - une première armature du condensateur additionnel (32) est reliée à la fois à une seconde sortie (V2) du circuit de charge (14) et à un troisième commutateur (18') relié par ailleurs sélectivement à une se-
  - 25 conde borne de stimulation (16'), et
  - un quatrième commutateur (46) relie sélectivement la seconde armature du condensateur de sortie (12) et la première armature du condensateur additionnel (32).
- 30 6. Le dispositif de la revendication 4, dans lequel il est prévu au moins deux étages de stimulation distincts, et dans lequel ledit condensateur additionnel (32) est un condensateur de sortie appartenant à un second étage autre que ledit étage de stimulation.
- 35 7. Le dispositif de la revendication 3 ou 4, dans lequel ledit étage de sti-

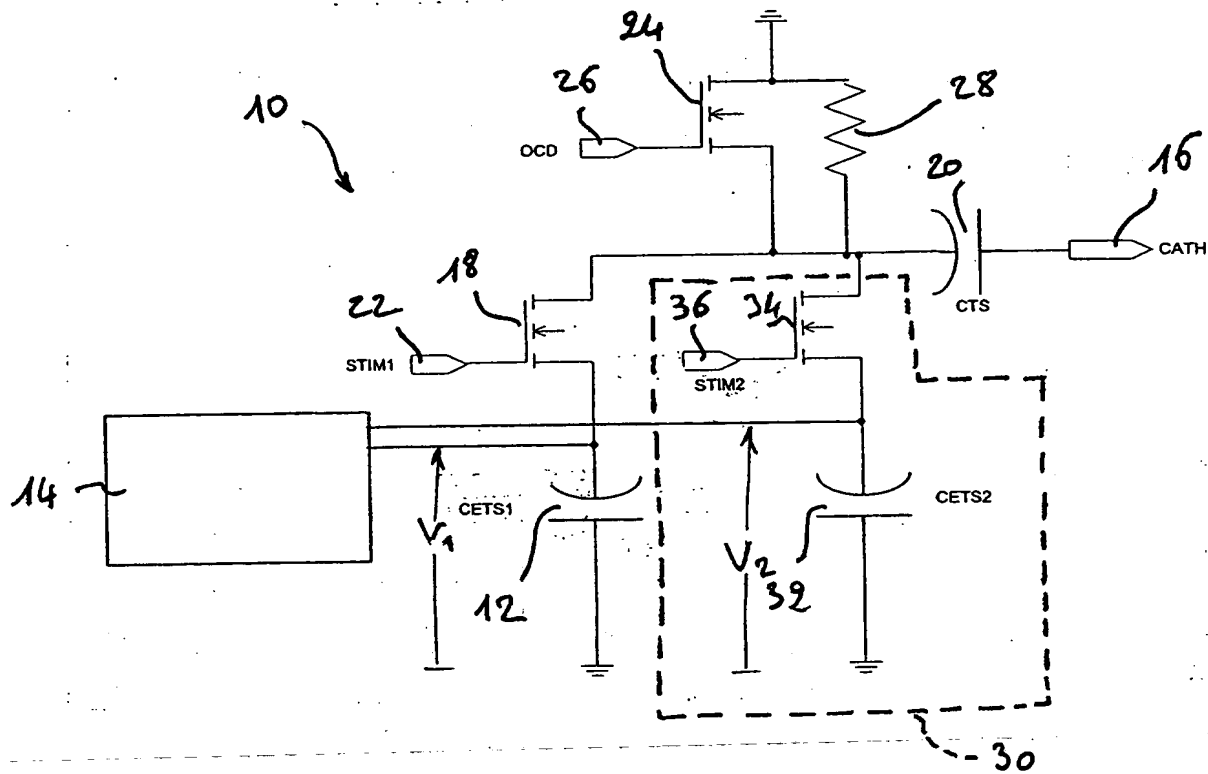
mulation est un étage auriculaire et ledit second étage de stimulation est un étage ventriculaire droit, ou inversement.

5 8. Le dispositif de la revendication 3 ou 4, dans lequel ledit étage de stimulation est un étage auriculaire et ledit second étage de stimulation est un étage ventriculaire gauche, ou inversement.

10 9. Le dispositif de la revendication 3 ou 4, dans lequel ledit étage de stimulation est un étage ventriculaire droit et ledit second étage de stimulation est un étage ventriculaire gauche, ou inversement.

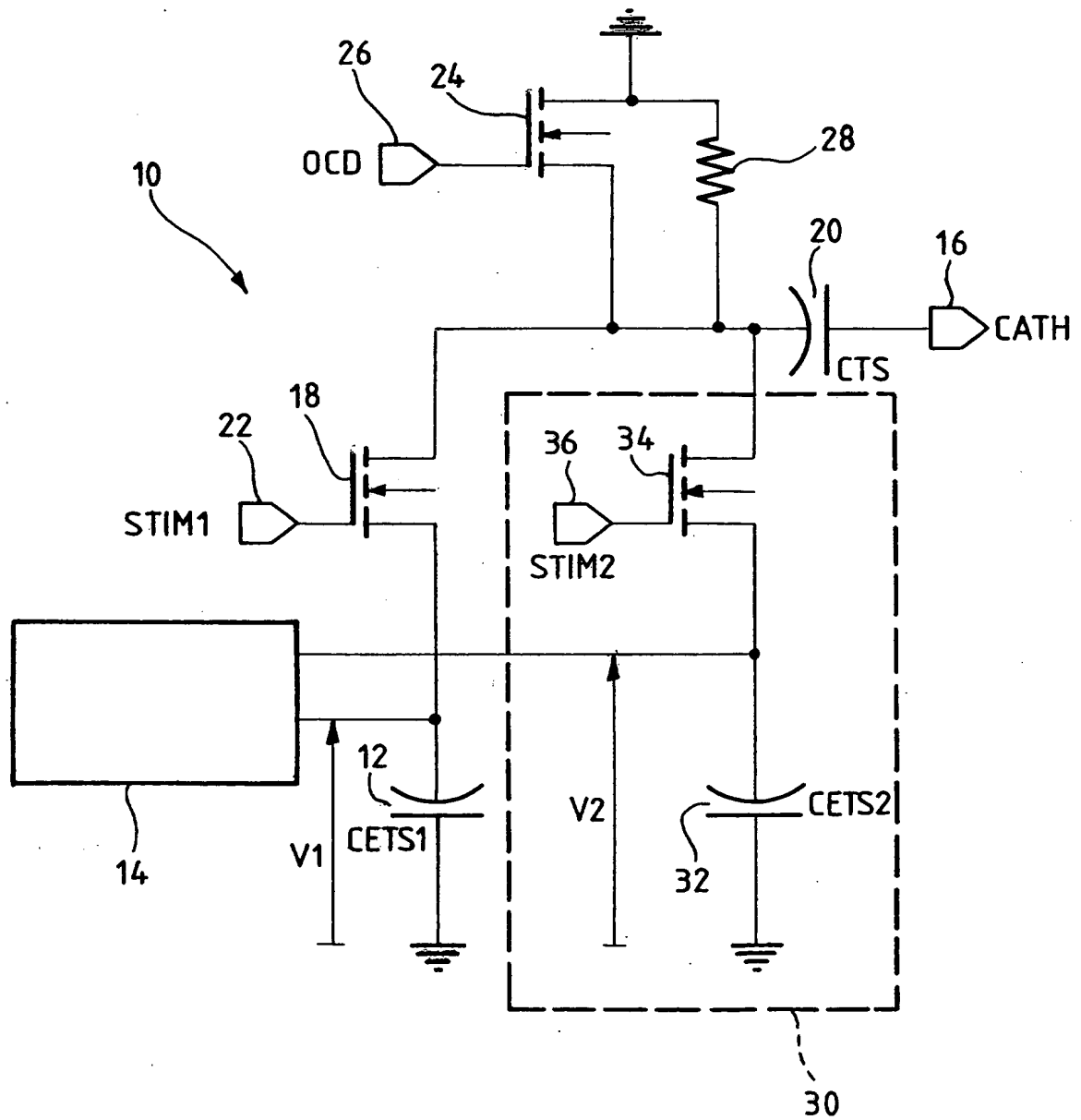
---

1/2

Fig. 1

1/2

FIG.1



2/2

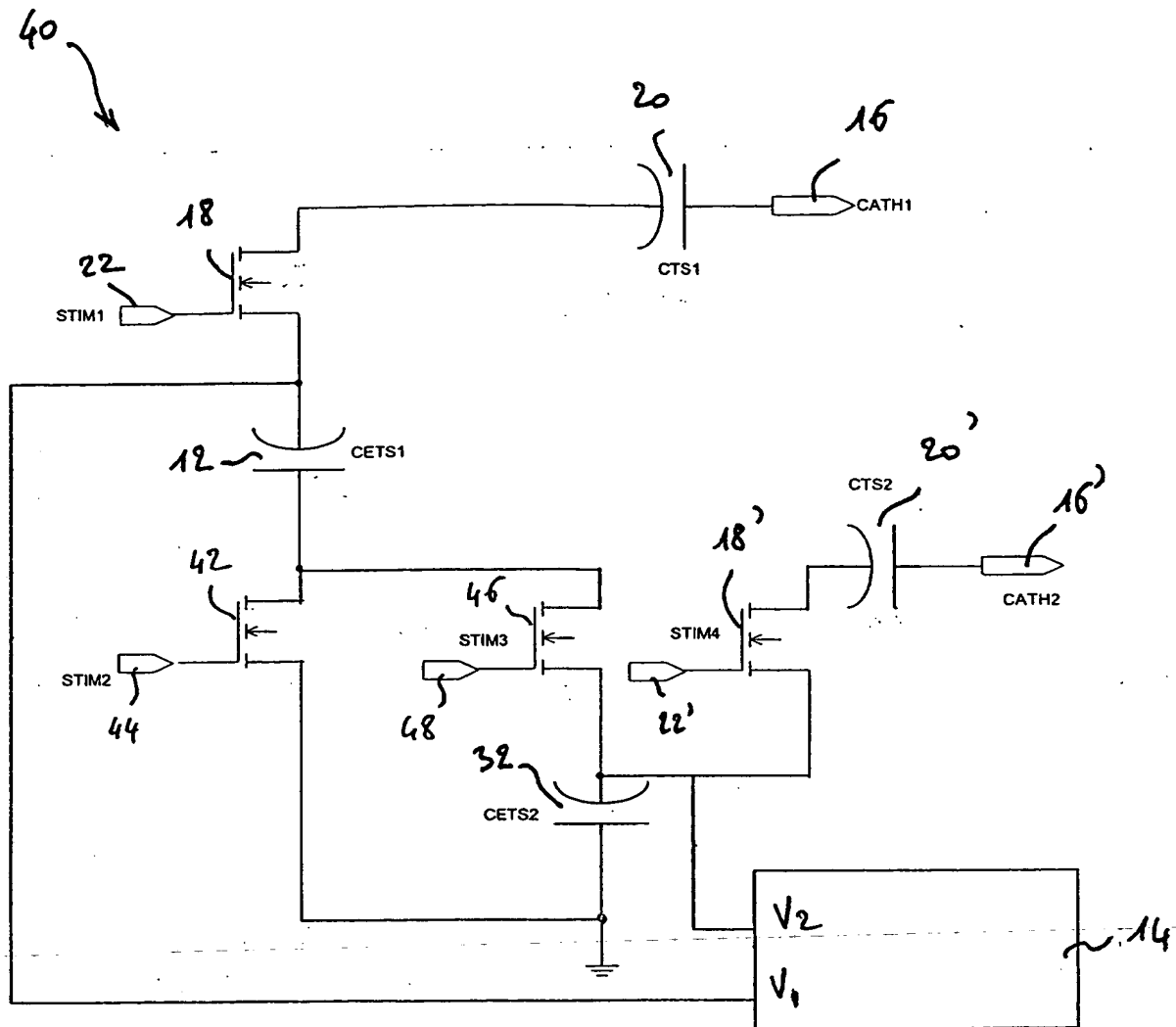
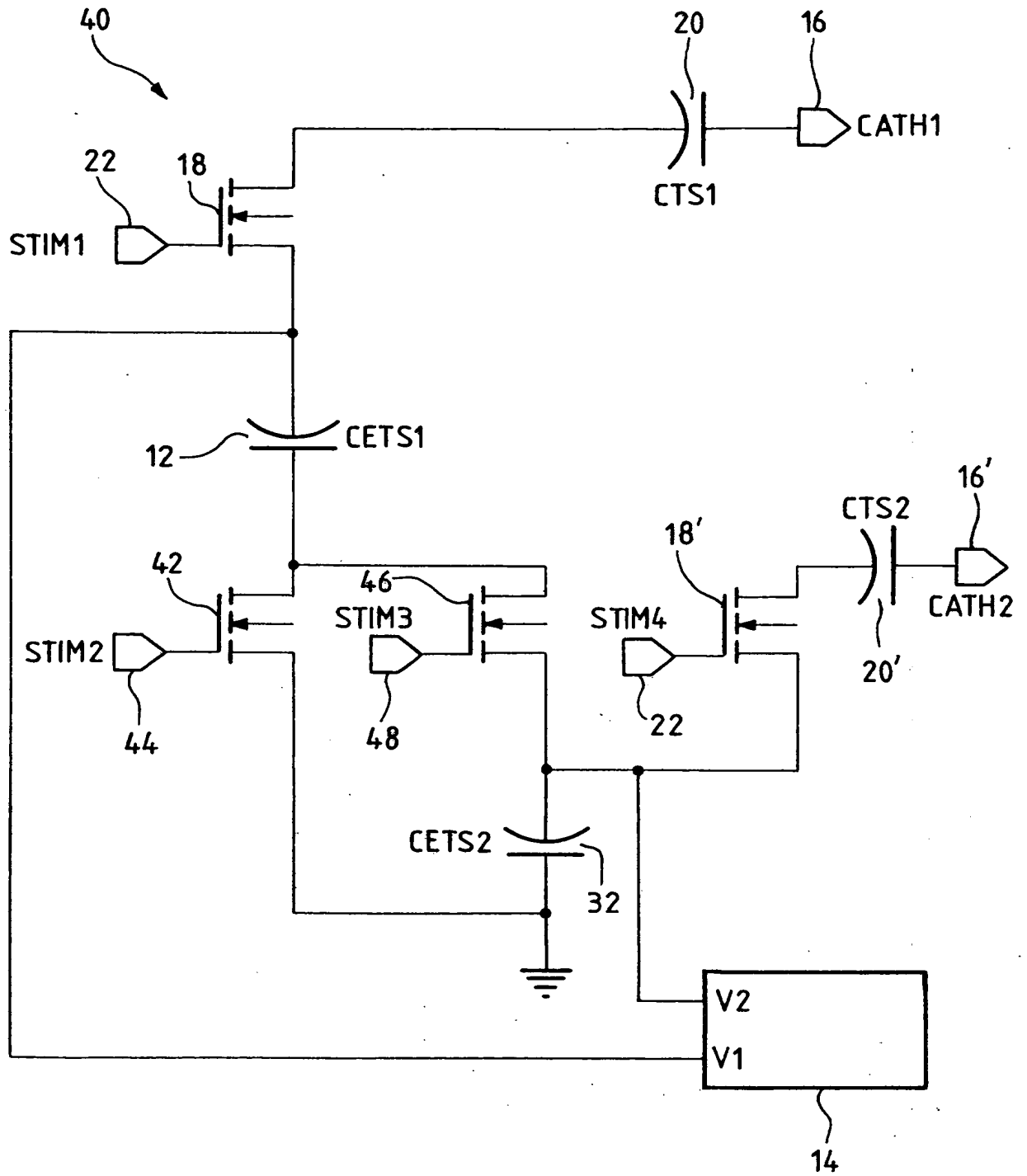


Fig. 2

2/2

FIG\_2





## DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg

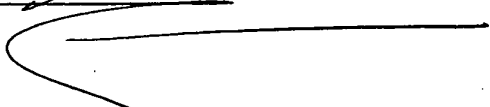
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

 DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1/1  
 (Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 260899

Vos références pour ce dossier (facultatif)		195-E 51565-FR	
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		01 01797	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
Dispositif médical implantable actif, notamment stimulateur cardiaque, défibrillateur et/ou cardiovertteur ou dispositif multisite, avec test de capture cycle à cycle.			
LE(S) DEMANDEUR(S)			
ELA MEDICAL, Société Anonyme 98 rue Maurice Arnoux 92541 - MONTROUGE (FRANCE)			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite "Page N° 1/1" S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
Nom		PONS	
Prénoms		Pascal	
Adresse	Rue	53, Impasse des Foulques	
	Code postal et ville	38920	CROLLES (FRANCE)
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		DAL MOLIN	
Prénoms		Renzo	
Adresse	Rue	7 Allée Mozart	
	Code postal et ville	92320	CHATILLON (FRANCE)
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue		
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		Paris, le 29 janvier 2002    Dominique DUPUIS-LATOIR Avocat à la Cour	

RECEIVED

APR -9 2002

OIPE/JCWS

THIS PAGE BLANK (USPTO)